

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

(11) N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 673 368

(21) N° d'enregistrement national :

92 02275

(51) Int Cl<sup>5</sup> : A 61 B 5/022; G 06 F 15/42

(12)

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 27.02.92.

(30) Priorité : 01.03.91 JP 6120591.

(71) Demandeur(s) : COLIN ELECTRONICS CO., LTD. —  
JP.

(72) Inventeur(s) : Aung Ye et Nishibayashi Hideo.

(43) Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 04.09.92 Bulletin 92/36.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche : Le rapport de recherche n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.

(60) Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

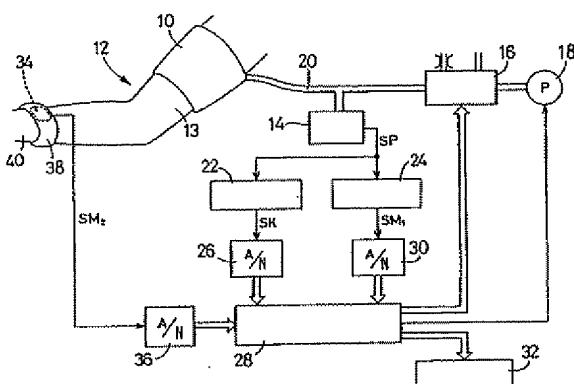
(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire : Cabinet Ores.

(54) Système de mesure automatique de la pression sanguine.

(57) Le système comprend des moyens (10,18) pour comprimer une partie (13) du corps d'un sujet et donc une artère, des moyens (16,28) pour régler la force de compression, des moyens de détermination (28) pour commander lesdits moyens de régulation pour accroître la force de compression, collecter des impulsions d'une onde impulsionnelle produite par l'artère et transmises aux moyens de compression lors d'une réduction de la force de compression à partir d'une valeur de consigne et déterminer une pression sanguine, des moyens (34) pour détecter une onde impulsionnelle provenant d'une section de ladite artère sur un côté distal des moyens de compression, et des moyens (28) pour accroître la force de compression une seconde valeur de consigne.

Application notamment à la mesure de la tension artérielle chez l'homme.



FR 2 673 368 - A1



La présente invention concerne un système de mesure automatique de la pression sanguine du type oscillométrique et plus particulièrement un tel dispositif, qui soit adapté à mesurer une pression sanguine d'un sujet vivant 5 lorsque la force de compression appliquée à une artère du sujet diminue.

On connaît un système de mesure automatique de la pression sanguine servant à mesurer la pression sanguine d'un sujet vivant au moyen du procédé oscillométrique et 10 selon lequel une pression sanguine du sujet est déterminée en utilisant une onde impulsionale constituée d'impulsions produites par une artère du sujet en synchronisme avec le battement cardiaque de ce dernier. Le dispositif connu comprend (a) un dispositif de compression comprenant une partie du corps d'un sujet et de ce fait une artère s'étendant dans cette partie du corps du sujet, (b) des moyens de régulation de la pression réglant la force de compression ou la pression produite par le dispositif de compression, et (c) des moyens de détermination commandant 15 les moyens de régulation pour accroître la pression du dispositif de compression jusqu'à une valeur de consigne (par exemple  $234.10^3$  Pa ou une pression supérieure, d'une valeur appropriée, à une pression sanguine systolique du sujet mesurée lors d'un cycle précédent), collecter des impulsions 20 d'une onde impulsionale qui sont produites à partir de l'artère et envoyées au dispositif de compression lorsque la pression appliquée à l'artère diminue à partir de la pression de consigne, et déterminer une pression sanguine 25 du sujet en utilisant les impulsions collectées. Ce dispositif est adapté pour déterminer, en tant que pression sanguine moyenne du sujet, une pression appliquée à l'artère au moment de la détection d'une impulsion possédant l'amplitude maximale parmi les amplitudes des impulsions collectées pendant l'opération de réduction de la pression. 30 En outre, ce dispositif détermine, en tant que pression 35

sanguine systolique du sujet, une pression appliquée à l'artère au moment de l'apparition d'un point d'inflexion d'une courbe représentant la variation des amplitudes des impulsions par rapport à la pression appliquée à l'artère,  
5 ce point étant situé sur le côté des pressions supérieures par rapport à la pression sanguine moyenne, et, en tant que pression sanguine diastolique, une pression au moment de l'apparition d'un point d'inflexion de la courbe, ce point étant situé sur le côté des pressions inférieures par rap-  
10 port à la pression sanguine moyenne.

Cependant, dans le dispositif connu de mesure de la pression sanguine oscillométrique, il se pose le problème selon lequel, si une pression sanguine systolique réelle du sujet est supérieure à la pression de consigne ou  
15 si la pression sanguine systolique réelle est inférieure à la pression de consigne tout en étant supérieure à une pression obtenue au moment où les moyens de détermination commencent à collecter les impulsions de l'onde impulsio-  
nelle transmise au dispositif de compression pendant  
20 l'opération de réduction de la pression, le dispositif ne permet pas de mesurer la pression sanguine systolique du sujet étant donné que la pression de consigne est trop faible. Dans le cas où le dispositif est d'un type qui dé-  
termine la pression sanguine systolique juste après la dé-  
terminación d'une pression sanguine moyenne pendant  
25 l'opération de réduction de la pression, le dispositif ne permet pas d'identifier que la pression de consigne est trop faible jusqu'à ce que la pression appliquée à l'artère soit réduite à un niveau égal à la pression sanguine moyenne. Par ailleurs, dans le cas où le dispositif est d'un type qui détermine la pression sanguine moyennant l'utilisation des données de l'onde impulsio-  
nelle obtenues pendant l'opération de réduction de la pression une fois  
30 que cette dernière est terminée, le dispositif ne permet pas d'identifier que la pression de consigne est insuffi-  
35

sante jusqu'à ce que l'opération de réduction de la pression soit terminée. C'est pourquoi, si la pression de consigne est insuffisante, il faut utiliser ces deux dispositifs pour effectuer à nouveau, avec ces deux dispositifs, 5 l'opération de mesure de la pression sanguine. Ceci conduit à un accroissement du temps nécessaire pour achever l'opération de mesure de la pression sanguine.

C'est pourquoi un but de la présente invention est de fournir un système de mesure automatique de la pression sanguine pour mesurer, moyennant l'utilisation du procédé oscillométrique, une pression sanguine d'un sujet lorsque la force de compression appliquée à une artère du sujet diminue à partir d'une force de consigne, ce système déterminant le caractère insuffisant de la force de consigne et supprimant cette insuffisance avant la mesure de la pression sanguine et par conséquent exécutant la mesure de la pression sanguine en un temps réduit. 10 15

L'objectif indiqué précédemment est atteint grâce à la présente invention qui fournit un système de mesure de la pression sanguine pour mesurer une pression sanguine d'un sujet vivant au moyen du procédé oscillométrique, selon lequel la pression sanguine est déterminée moyennant l'utilisation d'une onde impulsionale constituée d'impulsions produites par une artère du sujet en synchronisme avec le battement cardiaque de ce dernier, caractérisé en ce qu'il comprend (1) des moyens de compression pour comprimer une partie du corps d'un sujet et de ce fait comprimer une artère qui s'étend dans la partie du corps du sujet, (2) des moyens de régulation pour régler la force de compression des moyens de compression, (3) des moyens de détermination pour commander les moyens de régulation de manière à accroître la force de compression des moyens de compression en l'amenant à une première force de consigne, collecter des impulsions d'une onde impulsionale, qui 20 25 30 35 sont produites par l'artère et transmises aux moyens de

compression lorsque la force de compression est réduite à partir de la première force de consigne, et déterminer une pression sanguine du sujet en utilisant des impulsions collectées, (4) des moyens de détection pour détecter l'onde impulsionale à partir d'une section de l'artère située sur un côté distal des moyens de compression lorsqu'on regarde à partir du cœur du sujet, et (5) des moyens d'accroissement pour accroître la force de compression jusqu'à une seconde force de consigne supérieure, d'une valeur prédéterminée, à la première force de consigne, si les moyens de détection détectent la forme d'onde impulsionale à partir de l'artère distale après que les moyens de régulation ont augmenté la force de pression des moyens de compression pour l'amener à la première force de consigne et avant que les moyens de détermination déterminent la pression sanguine du sujet.

Dans le système de mesure automatique de la pression sanguine du type oscillométrique agencé comme décrit précédemment, les moyens de détection détectent une onde impulsionale à partir d'une section de l'artère comprimée par les moyens de compression, cette section étant située sur le côté distal des moyens de compression lorsqu'on regarde à partir du cœur du sujet, et les moyens d'accroissement augmentent la force de compression jusqu'à une seconde force de consigne, supérieure, d'une valeur prédéterminée, à la première force de consigne, dans le cas où les moyens de détection détectent l'onde impulsionale à partir de l'artère distale après que les moyens de régulation ont accru la force de pression des moyens de compression jusqu'à la première force de consigne et avant que les moyens de détermination ne déterminent la pression sanguine du sujet. Le fait que les moyens de détection détectent l'onde impulsionale à partir de l'artère distale après que la force de compression ait été accrue jusqu'à la première force de consigne et avant que la pression san-

guine soit déterminée, signifie que la première force de consigne est insuffisamment faible. Par conséquent, le présent système identifie si la première force de consigne est ou non insuffisamment faible avant que la pression sanguine du sujet soit déterminée. Si la première force de consigne s'avère être insuffisante, le système ou les moyens d'accroissement de ce système augmentent la force de compression des moyens de compression pour l'amener à la seconde force de consigne supérieure, d'une force de compression additionnelle prédéterminée, à la première force de consigne, ce qui permet d'éliminer l'insuffisance de la force de compression (c'est-à-dire de la première force de consigne) appliquée à l'artère avant la détermination de la pression sanguine. Par conséquent, le présent système exécute l'opération de mesure de la pression sanguine en un intervalle de temps réduit, même par rapport à un dispositif classique du type qui identifie si une force de compression de consigne est ou non insuffisante après que la force de compression appliquée à une artère d'un sujet ait diminué à partir de la force de consigne jusqu'à une force de compression correspondant à une pression sanguine moyenne du sujet et, si la force de consigne s'avère être insuffisante, exécute à nouveau l'ensemble de l'opération de mesure de la pression sanguine.

Conformément à une caractéristique préférée de la présente invention, les moyens de compression continuent à accroître la force de compression selon des incrément de la valeur prédéterminée, jusqu'à ce que les moyens de détection ne détectent aucune onde impulsionale à partir de l'artère distale.

Selon une autre caractéristique de la présente invention, les moyens de détermination continuent à collecter les impulsions transmises aux moyens de compression, à l'instant où un intervalle de temps prédéterminé s'est écoulé après le démarrage de la réduction de la force de

compression à partir de la première force de consigne.

Selon une autre caractéristique de la présente invention, les moyens de compression comprennent un manchon gonflable, qui est adapté pour être enroulé autour de la partie du corps du sujet, et des moyens pour envoyer au manchon le fluide sous pression pour gonfler le manchon et de ce fait comprimer la partie du corps et l'artère.

Selon une forme de réalisation préférée de la présente invention, les moyens de détection comprennent un capteur d'ondes impulsionales, qui est adapté pour être comprimé sur l'artère distale pour détecter une onde impulsionale de pression émanant de cette artère.

Selon une caractéristique de la forme de réalisation de l'invention mentionnée précédemment, le système comporte en outre des premiers moyens pour déterminer une amplitude de l'onde impulsionale de pression, qui est détectée par le capteur d'ondes impulsionales lorsque l'artère n'est pas comprimée par les moyens de compression, des seconds moyens pour déterminer une relation entre la pression sanguine et de l'amplitude de l'impulsion moyen-nant l'utilisation de la pression sanguine déterminée par les moyens de détermination, et l'amplitude déterminée de l'onde impulsionale de pression, des troisièmes moyens pour déterminer une amplitude de chacune des impulsions de l'onde impulsionale de pression, qui sont détectées par le capteur d'ondes impulsionales après la détermination de la relation; et des quatrièmes moyens pour déterminer une pression sanguine du sujet moyennant l'utilisation de la relation déterminée et de l'amplitude déterminée de chaque des impulsions.

Selon une autre caractéristique de la forme de réalisation de l'invention indiquée précédemment, les moyens de détermination déterminent une pression sanguine systolique et une pression sanguine diastolique du sujet, les premiers moyens déterminent une amplitude maximale et

une amplitude minimale d'une impulsion de l'onde impulsio-  
nelle de pression détectée par le capteur d'ondes impulsio-  
nnelles, les seconds moyens déterminent la relation  
pression sanguine-amplitude de l'impulsion moyennant  
5 l'utilisation des pressions sanguines systolique et dia-  
stolique déterminées par les moyens de détermination et les  
amplitudes maximale et minimale déterminées des impulsions,  
les troisièmes moyens déterminent une amplitude maximale et  
une amplitude minimale de chacune des impulsions de l'onde  
10 impulsionale de pression détectées par le capteur d'ondes  
impulsionales après la détermination de la relation pres-  
sion sanguine-amplitude des impulsions, et les quatrièmes  
moyens déterminent une pression sanguine systolique et une  
pression sanguine diastolique du sujet moyennant  
15 l'utilisation de la relation pression sanguine-amplitude  
des impulsions et des amplitudes maximale et minimale de  
chacune des impulsions de l'onde impulsionale de pres-  
sion.

Conformément à une autre caractéristique de la  
20 forme de réalisation de l'invention décrite précédemment,  
les moyens de détermination déterminent la pression san-  
guine du sujet à des intervalles de temps prédéterminés,  
les seconds moyens mettent à jour la relation pression san-  
guine-amplitude des impulsions moyennant l'utilisation de  
25 chacune des pressions sanguines déterminées aux intervalles  
réguliers et d'une amplitude déterminée de l'onde impul-  
sionale de pression, les troisièmes moyens déterminent  
une amplitude de chacune des impulsions de l'onde impul-  
sionale de pression détectées après chaque mise à jour de  
30 la relation, et les quatrièmes déterminent une pression  
sanguine du sujet moyennant l'utilisation de chacune des  
relations mises à jour et de l'amplitude déterminée de cha-  
cune des impulsions.

Selon une autre caractéristiques de la forme de  
35 réalisation de l'invention indiquée précédemment, les se-

conds moyens déterminent la relation pression sanguine-amplitude des impulsions de manière que la pression sanguine soit une fonction linéaire de l'amplitude des impulsions.

Conformément à une caractéristique préférée de la  
5 forme de réalisation de l'invention indiquée précédemment,  
le système comporte en outre des moyens d'affichage pour  
afficher la pression sanguine déterminée par les moyens de  
détermination et la pression sanguine déterminée par les  
quatrièmes moyens.

10 D'autres caractéristiques et avantages de la présente  
invention ressortiront de la description donnée ci-après  
prise en référence aux dessins annexés, sur les-  
quels :

15 - la figure 1 représente une vue schématique d'un  
système de mesure automatique de la pression sanguine du  
type oscillométrique, auquel la présente invention est appliquée;

20 - la figure 2 est un organigramme représentant  
une partie des programmes de commande sur la base desquels  
le système de la figure 1 fonctionne; et

- la figure 3 est un organigramme représentant  
une autre partie du programme de commande sur la base des-  
quels le système de la figure 1 fonctionne.

25 En se référant tout d'abord à la figure 1, on y voit représenté un système de contrôle automatique de la pression sanguine du type oscillométrique, mettant en oeuvre la présente invention. Sur cette figure, le chiffre de référence 10 désigne le manchon gonflable en caoutchouc. Le manchon 10 possède une forme tubulaire. Le manchon 10 est enroulé par exemple autour d'une partie supérieure 13 d'un bras 12 d'un sujet vivant. Le manchon 10 sert de moyens de compression pour comprimer la partie supérieure 13 du bras. Un capteur de pression 14, une valve de sélection 16 et une pompe à air 18 sont raccordés par 30 l'intermédiaire d'un tuyau 20 au manchon 10. La pompe à air 35

18 envoie de l'air comprimé au manchon 10, ce qui accroît la pression de l'air dans le manchon 10. Le capteur de pression 14 détecte la pression de l'air dans le manchon 10 (désigné ci-après comme étant la "pression P du manchon")

5 et produit un signal de pression SP représentant la pression P détectée du manchon, à des premier et second circuits de filtres 22, 24. Le premier circuit de filtre 22 comprend un filtre passe-bas qui, lors de la réception du signal de pression SP, délivre seulement un signal SK de la

10 pression du manchon qui représente une pression statique dans le manchon 10. Le signal SK de la pression du manchon est envoyé à un dispositif de commande 28 par l'intermédiaire d'un premier convertisseur analogique/numérique 26. Le second circuit de filtre 24 comprend un filtre passe-bas qui, lors de l'envoi du signal de pression SP, délivre uniquement un signal d'onde impulsionale SM<sub>1</sub> représentant une onde impulsionale de pression constituée par des impulsions produites par une artère brachiale en synchronisme avec le battement cardiaque du sujet

15 et transmises au manchon 10. Le signal d'onde impulsionale SM<sub>1</sub> est envoyé au dispositif de commande 28 par l'intermédiaire d'un second convertisseur analogique/numérique 30. La valve de sélection 16 est adaptée de manière à pouvoir être placée au choix dans une première

20 position (position de GONFLAGE), dans laquelle la valve 16 permet un accroissement de la pression P du manchon, et dans une seconde position (position de DÉGONFLAGE LENT), dans laquelle la valve 16 permet une réduction de la pression P à un faible débit, ou dans une troisième position

25 (position DÉGONFLAGE RAPIDE), dans laquelle la valve 16 permet de réduire la pression P à une cadence élevée. Dans la présente forme de réalisation, la valve de sélection 16, la pompe à air 18 et d'autres éléments coopèrent entre eux pour servir de moyens de régulation servant à régler la force de compression (pression P du manchon) des moyens de

30

35

compression (manchon 10).

Le dispositif de commande 28 comprend ce qu'on appelle un micro-ordinateur constitué essentiellement par une unité centrale de traitement (CPU), une mémoire morte (ROM), une mémoire à accès direct (RAM) et un accès d'entrée et de sortie (accès I/O). L'unité CPU traite les signaux d'entrée sur la base de programmes de commande mémorisés antérieurement dans la mémoire RAM grâce à l'utilisation de la fonction de mémoire temporaire de la mémoire RAM et produit, par l'intermédiaire de l'accès I/O, des signaux de commande envoyés à des circuits de commande respectifs (non représentés) prévus pour la valve de sélection 16 et la pompe à air 18. De cette manière, le dispositif de commande 28 commande la valve de sélection 16 et une pompe à air 18 pour régler la pression P du manchon. Le dispositif de commande 28 commande des moyens de régulation 16 et 18 pour accroître la pression P du manchon jusqu'à une valeur de consigne  $P_{M_a}$  et, si un capteur d'ondes impulsionales 34 (décrit plus loin) détecte une onde impulsionnelle après que la pression P du manchon a été accrue à la pression de consigne  $P_{M_a}$  et avant que la détermination de la pression sanguine soit réalisée, le dispositif de commande 28 commande les moyens de régulation pour accroître la pression P du manchon à une seconde pression de consigne  $P_{M_b}$  supérieure, d'une valeur prédéterminée, à la première pression de consigne  $P_{M_a}$ . En outre, le dispositif de commande 28 collecte l'onde impulsionale ou des impulsions de cette onde, produite par l'artère brachiale et envoyées au manchon 10 lorsque la pression P de ce dernier est réduite à partir de la première ou de la seconde pression de consigne  $P_{M_a}$  ou  $P_{M_b}$ , et détermine une pression sanguine systolique et une pression sanguine diastolique, moyennes, du sujet moyennant l'utilisation des impulsions collectées. Le dispositif de commande 28 commande un dispositif d'affichage 32, tel qu'un tube cathodique, pour four-

nir l'indication des valeurs de pression déterminées. Le dispositif de commande 28 exécute de façon itérative cette détermination de pressions sanguines, à des intervalles de temps réguliers prédéterminés. Dans la présente forme de 5 réalisation, le dispositif de commande 28 est utilisé en tant que moyens d'accroissement servant à accroître la pression  $P$  du manchon jusqu'à la seconde pression de consigne  $P_{m_b}$  supérieure, de la valeur prédéterminée, à la première pression de consigne  $P_{m_a}$ .

10 Le capteur d'ondes impulsionales 34 est raccordé au dispositif de commande 28 par l'intermédiaire d'un troisième convertisseur analogique/numérique 36. Le capteur d'ondes impulsionales 34 est fixé à la surface intérieure d'une bande formant bracelet allongé possédant un couple 15 d'éléments de fixation (non représentés) à ses extrémités opposées. La bande formant bracelet 38 est enroulée autour du poignet 40 du bras 12 qui est comprimé par le manchon 10 de sorte que le capteur d'ondes impulsionales 34 est positionné au-dessus de l'artère radiale qui prolonge 20 l'artère brachiale comprimée par le manchon 10 et est située sur le côté distal du manchon 10 lorsqu'on regarde à partir du cœur du sujet. Les éléments de fixation de la bande formant bracelet 38 étant fixés l'un à l'autre autour du poignet 10, on applique le capteur d'ondes impulsionales 25 34 avec une pression appropriée contre l'artère radiale, par l'intermédiaire du tissu formé par la peau. Le capteur d'ondes impulsionales 34 est constitué par exemple par une jauge extensométrique à semiconducteurs ou un élément piézoélectrique. Le capteur d'ondes impulsionales 34 détecte une onde impulsionale de pression (désignée ci-après par "onde impulsionale distale") produite 30 par l'artère radiale située sur le côté distal de l'artère brachiale comprimée par le manchon 10. Comme l'onde impulsionale transmise au manchon 10, l'onde impulsionale distale est constituée par des impulsions produites en syn- 35

chronisme avec les battements cardiaques du sujet. Le capteur d'ondes impulsionales 34 envoie un signal d'onde impulsionnelle SM<sub>2</sub> représentant l'onde impulsionnelle distale détectée, au dispositif de commande 28 par l'intermédiaire du troisième convertisseur analogique/numérique 36. Dans la présente forme de réalisation, le capteur d'ondes impulsionales 34 et la bande formant bracelet 38 coopèrent entre eux en formant des moyens de détection pour détecter l'onde impulsionnelle distale.

Le dispositif de commande 28 détermine une amplitude maximale et une amplitude minimale d'une impulsion de l'onde impulsionnelle distale détectée par le capteur d'ondes impulsionales 34, conformément à des programmes de commande préalablement mémorisés dans la mémoire ROM, et détermine une relation (par exemple une fonction linéaire) entre la pression sanguine et l'amplitude des impulsions moyennant l'utilisation des amplitudes déterminées des impulsions maximale et minimale et des pressions sanguines systolique et diastolique, effectivement mesurées moyennant l'utilisation du manchon 10. En fonction de la relation pression sanguine-amplitude des impulsions, le dispositif de commande 28 détermine en continu une pression sanguine systolique et une pression sanguine diastolique du sujet en utilisant une amplitude maximale et une amplitude minimale de chacune des impulsions de l'onde impulsionnelle distale détectée par le capteur d'ondes impulsionales 34 après détermination de la relation, et commande le dispositif d'affichage 32 pour qu'il indique les valeurs de la pression sanguine déterminée en rapport avec chaque impulsion.

Ci-après, on va décrire le fonctionnement du présent système de contrôle en se référant aux organigrammes des figures 2 et 3.

Lors de l'application d'une énergie électrique au système de contrôle, ce système est initialisé et la commande de l'unité CPU du dispositif de commande 28 commence

avec le pas S1 pour l'identification du fait qu'un interrupteur MARCHE/ARRET (non représenté) a été ou non placé dans sa position MARCHE. Si une réponse négative (NON) est formulée lors du pas S1, ce pas S1 est répété. D'autre part, si un résultat positif (OUI) est fourni lors du pas S1, la commande de l'unité CPU passe au pas S2 de manière à placer la valve de sélection 16 dans sa position GONFLAGE et active la pompe à air 18 pour accroître la pression P du manchon jusqu'à une pression de consigne initiale prédéterminée  $P_m$  (par exemple  $24.10^3$  Pa) et pour désactiver ensuite la pompe à air 18. Le pas S2 est suivi par le pas S3 qui a commuté la valve de sélection 16 de la position GONFLAGE à la position DÉGONFLAGE LENT de manière à commencer à réduire la pression P du manchon, à une faible cadence prédéterminée.

Le pas S3 est suivi par le pas S4 qui sert à identifier si le capteur d'ondes impulsionales 34 a détecté ou non l'onde impulsionale distale. Si la pression de consigne initiale  $P_m$  est supérieure à une pression sanguine systolique du sujet et si par conséquent le débit du sang dans l'artère brachiale est complètement arrêté sous l'effet de la compression produite par le manchon 10, une évaluation négative est faite lors du pas S4. Dans ce cas, la commande passe au pas S5 pour identifier si un intervalle de temps approprié s'est ou non écoulé à partir du début de l'opération de réduction de la pression du manchon. Cet intervalle de temps approprié peut être un intervalle de temps prédéterminé mesuré à partir du début de l'opération de réduction de la pression du manchon, c'est-à-dire un intervalle de temps nécessaire pour l'apparition d'un nombre prédéterminé d'impulsions, ou un intervalle de temps nécessaire pour obtenir une réduction de la pression P du manchon, d'une valeur prédéterminée. Si l'intervalle de temps approprié ne s'est pas écoulé et si par conséquent une évaluation négative est faite lors du pas S5, on répète

les pas S4 et S5. D'autre part, si l'intervalle de temps s'est écoulé et si une réponse affirmative est fournie lors du pas S5, la commande passe au pas S8 qui fait démarrer la lecture d'impulsions de l'onde impulsionale produite à 5 partir de l'artère brachiale et leur envoi au manchon 10. C'est-à-dire que le dispositif de commande 28 ne lit pas des impulsions de l'onde impulsionale pendant l'intervalle de temps approprié mentionné précédemment après le démarrage de l'opération de réduction de la pression 10 du manchon. Les impulsions (c'est-à-dire le signal électrique SM<sub>1</sub>) lues lors du pas S8 sont mémorisées afin d'être utilisées pour la détermination de la pression sanguine lors du pas S10.

D'autre part, si le capteur d'ondes impulsionales 34 a détecté l'onde impulsionale distale pendant l'intervalle de temps approprié mentionné précédemment et si par conséquent une réponse affirmative est fournie lors du pas S4, ce qui signifie qu'une pression de consigne P<sub>m<sub>a</sub></sub> (pression de consigne P<sub>m</sub> pour le cycle initial de commande), à partir duquel l'opération de réduction de la pression du manchon a commencé, c'est-à-dire une pression du manchon à partir de laquelle l'opération de collecte des impulsions est déclenchée lors du pas S8, est inférieure à une pression sanguine systolique du sujet, c'est-à-dire est trop faible. Par conséquent, la commande passe aux pas S6 et S7. Lors du pas S6, une valeur de pression prédéterminée  $\Delta P$  (par exemple  $1,33 \cdot 10^3$  Pa) est ajoutée à la première pression de consigne P<sub>m<sub>a</sub></sub> pour la présente boucle de commande de manière à produire une seconde pression de consigne P<sub>m<sub>b</sub></sub>, qui doit être utilisée en tant que première pression de consigne P<sub>m<sub>a</sub></sub> si une autre réponse affirmative est effectuée en rapport avec cette pression lors du pas S4, au cours de la boucle de commande suivante. Le pas S6 est suivi par le pas S7 qui sert à commuter la valve de sélection 16 de la position DÉGONFLAGE LENT à la position 35

GONFLAGE et active la pompe à air 18. Ensuite, la commande revient au pas S3 et aux pas suivants. Lors de cette boucle de commande, si une autre réponse affirmative est fournie lors du pas S4, la commande passe aux pas S6 et S7 pour accroître la pression P du manchon jusqu'à une nouvelle seconde pression de consigne  $Pm_b$  supérieure, de la valeur prédéterminée  $\Delta P$ , à la première pression de consigne  $Pm_a$ , c'est-à-dire la pression du manchon au moment du démarrage de l'opération de réduction de la pression du manchon lors du pas S3 dans la présente boucle de commande, c'est-à-dire la seconde pression de consigne  $Pm_b$  déterminée lors du pas S7 dans la boucle de commande précédente. Ensuite, lors du pas S3 de la boucle de commande suivante, la pression P du manchon est réduite depuis une nouvelle pression de consigne  $Pm_a$ , c'est-à-dire la nouvelle seconde pression de consigne  $Pm_b$  indiquée précédemment. Par conséquent, le présent système de contrôle identifie si la première pression de consigne  $Pm_a$ , à partir de laquelle commence l'opération de réduction de la pression du manchon, est trop faible, après que l'opération de réduction de la pression du manchon a démarré et avant que la détermination de la pression sanguine ou de façon plus spécifique l'opération de collecte des impulsions commence. Si la première pression de consigne  $Pm_a$  s'avère être trop faible, le système de contrôle continue à accroître la pression P du manchon jusqu'à un niveau de pression suffisamment supérieur à la pression sanguine systolique.

Une fois que, lors du pas S8, le dispositif de commande 28 commence à lire des impulsions de l'onde impulsionnelle transmises au manchon 10, la commande passe au pas S9 pour identifier si le dispositif de commande 28 a lu ou non une impulsion (c'est-à-dire un signal  $SM_1$  représentant une impulsion) de l'onde impulsionnelle envoyée au manchon 10. Si une réponse négative est fournie lors du pas S9, les pas S8 et S9 sont répétés. D'autre part, si le dis-

positif de commande 28 a lu une impulsion de l'onde impulsionale et si par conséquent une réponse affirmative est faite lors du pas S9, la commande passe au pas S10 pour l'exécution du sous-programme de détermination de la pression sanguine. Ce sous-programme est un algorithme bien connu de mesure oscillométrique de la pression sanguine, dans lequel une pression sanguine moyenne, la pression sanguine systolique et la pression sanguine diastolique sont déterminées moyennant l'utilisation de la variation d'amplitudes respectives des impulsions détectées par rapport à la variation de la pression P du manchon. De façon plus spécifique, le dispositif de commande 28 détecte une impulsion possédant l'amplitude maximale parmi les amplitudes des impulsions détectées pendant l'opération de réduction de la pression du manchon (désignée ci-après de façon abrégée par "impulsion maximale"), et détermine une pression sanguine moyenne du sujet, à savoir une pression du manchon à l'instant de détection de l'impulsion maximum. En outre, le dispositif de commande 28 détermine, comme pression sanguine systolique du sujet, une pression du manchon à l'instant d'apparition d'un point d'inflexion d'une courbe représentant la variation des amplitudes des impulsions, ce point étant situé sur le côté des pressions supérieures par rapport à la pression sanguine moyenne, et, en tant que pression sanguine diastolique du sujet, une pression du manchon à l'instant d'apparition d'un point d'inflexion de la courbe, situé sur le côté des pressions inférieures par rapport à la pression sanguine moyenne. Ensuite, la commande passe au pas S11 pour identifier si la détermination de la pression sanguine est ou non terminée. Si une réponse négative est fournie lors du pas S11, les pas S8 à S11 sont répétés. D'autre part, si la détermination de la pression sanguine est achevée et que par conséquent une réponse positive est fournie lors du pas S11, la commande de l'unité CPU passe au pas S12 de manière à com-

muter la valve de sélection 16 de la position DÉGONFLAGE LENT à la position DÉGONFLAGE RAPIDE de manière à réduire la pression P du manchon, à une cadence élevée. Ensuite, la commande passe au pas S13 servant à déclencher une indication des valeurs de pression sanguine déterminées dans le dispositif d'affichage 32.

Ensuite, la commande de l'unité CPU passe au pas S14 pour lire une impulsion de l'onde impulsionale distale détectée par le capteur d'ondes impulsionales 34, c'est-à-dire un signal électrique  $SM_2$  représentant l'impulsion. Ensuite, la commande passe à S15 pour déterminer une relation entre la pression sanguine et l'amplitude de l'impulsion (c'est-à-dire l'amplitude du signal  $SM_2$ ). De façon plus spécifique, le dispositif de commande 28 détermine une amplitude maximale et une amplitude minimale (c'est-à-dire des amplitudes supérieure et inférieure de pic) de l'impulsion détectée lors du pas S14 et détermine une fonction linéaire moyennant l'utilisation des amplitudes maximale et minimale déterminées des impulsions et des pressions sanguines systolique et diastolique déterminées lors du pas S10. Ce procédé est décrit de façon détaillée dans la demande de brevet européen N°90900325.3 déposé par le déposant de la présente demande.

Le pas S15 est suivi par le pas S16 qui sert à identifier si le capteur d'ondes impulsionales 34 a détecté ou non une impulsion de l'onde impulsionale distale. Si une évaluation négative est faite lors du pas S16, ce dernier est répété. Par ailleurs, si le capteur d'ondes impulsionales 34 a détecté une impulsion et si par conséquent une réponse positive est fournie lors du pas S16, la commande passe au pas S17 pour déterminer une amplitude maximale et une amplitude minimale de l'impulsion détectée et passe ensuite au pas S18 pour déterminer une pression sanguine systolique et une pression sanguine diastolique du sujet moyennant l'utilisation de la relation pression san-

guine-amplitude des impulsions déterminée lors du pas S15, et des amplitudes maximales et minimales lors du pas S17. En outre, lors du pas S19, la commande 28 commande le dispositif d'affichage 32 pour indiquer les va-  
5 leurs déterminées de la pression sanguine.

Ensuite, la commande passe au pas S20 pour identifier si ou non l'interrupteur marche/arrêt a été placé dans sa position arrêt. Si une réponse négative est formulée lors du pas S20, la commande passe au pas S21 pour  
10 identifier si un intervalle régulier prédéterminé (par exemple 5 à 10 minutes) s'est ou non écoulé. Dans le cas d'une réponse négative formulée lors du pas S21, la com-  
mande revient au pas S16 et aux pas suivants pour détermi-  
15 ner une pression sanguine systolique et une pression san-  
guine diastolique du sujet moyennant l'utilisation de la relation déterminée lors du pas S15, et une amplitude maxi-  
male et une amplitude minimale de chacune des impulsions détectées par le capteur d'ondes impulsionales 34 après détermination de la relation, et indiquer en continu, dans  
20 le dispositif d'affichage 32, les valeurs de la pression sanguine déterminées en rapport avec chaque impulsion. D'autre part, si une réponse positive est formulée lors du pas S21, la commande revient au pas S2 et aux pas suivants pour mesurer une pression sanguine systolique et une pres-  
25 sion sanguine diastolique du sujet moyennant l'utilisation du manchon 10 lors du pas 10, mettre à jour la relation pression sanguine-amplitude des impulsions lors du pas S15 et contrôler la pression sanguine du sujet moyennant l'utilisation du capteur d'ondes impulsionales 34 lors du  
30 pas S18. Par ailleurs, si l'interrupteur MARCHE/ARRET est commuté dans la position ARRET et si une réponse positive est formulée lors du pas S20, la commande passe au pas S1 pour attendre la commutation de l'interrupteur MARCHE/ARRET dans la position MARCHE.

35 Comme cela ressort de la description précédente,

dans le présent système de contrôle de la pression sanguine, le capteur d'ondes impulsionsnelles 34 est placé au dessus de l'artère radiale qui prolonge l'artère brachiale comprimée par le manchon 10 et est situé sur le côté distal  
5 du manchon 10 lorsqu'on regarde à partir du cœur du sujet, lorsque le capteur 34 détecte l'onde impulsionsnelle distale émanant de l'artère radiale. Si le capteur d'ondes impulsionsnelles 34 détecte l'onde impulsionsnelle distale une fois que la pression P du manchon a été accrue à la première pression de consigne  $P_{m_a}$  et avant que le dispositif de commande 28 commence à collecter les impulsions de l'onde impulsionsnelle transmise au manchon 10, le système de contrôle identifie que la première pression de consigne  $P_{m_a}$  est trop faible. Dans ce cas, le système de contrôle  
10 accroît la pression P du manchon jusqu'à la seconde pression de consigne  $P_{m_b}$  qui est supérieure, de la valeur de pression pré-déterminée, à la première pression de consigne  $P_{m_a}$  et, moyennant une répétition de cette opération comme cela s'avère nécessaire, le système de contrôle accroît la  
15 pression P du manchon jusqu'à un niveau de pression suffisamment supérieur à la pression systolique du sujet. Par conséquent, la présente invention exécute la détermination de la pression sanguine en un intervalle de temps réduit par rapport à un dispositif classique du type qui  
20 n'identifie pas si une pression de consigne est trop faible, jusqu'à ce que la pression du manchon soit réduite à un niveau de pression égal à une pression sanguine moyenne du sujet.  
25

Étant donné que, dans la présente forme de réalisation, le fait que la première pression de consigne  $P_{m_a}$  soit insuffisante ou non est identifié après le début de l'opération de réduction de la pression du manchon et avant le démarrage de l'opération de collecte des impulsions, la détermination de la pression sanguine est achevée en un intervalle de temps plus court que dans le cas où  
30  
35

l'identification est faite avant le démarrage de l'opération de réduction de la pression du manchon. Cependant, il est possible d'adapter la présente forme de réalisation de manière à réaliser cette identification avant le 5 démarrage de l'opération de réduction de la pression du manchon.

En outre, dans la présente forme de réalisation, le capteur d'ondes impulsionales 34 servant à contrôler la pression sanguine d'un sujet sert également de moyens de 10 détection d'ondes impulsionales distales utilisés pour identifier si la première pression de consigne  $P_{M_a}$  est ou non insuffisante. Cet agencement contribue à simplifier l'agencement du système de contrôle.

Bien que, dans la forme de réalisation représentée, le capteur d'ondes impulsionales 34 soit comprimé sur le poignet 40 avec une force de compression produite par la bande 38, il est possible d'utiliser, à la place de la bande 40, un dispositif exclusif de compression décrit dans la demande de brevet européen N°90900325.3 mentionnée 15 précédemment. Ce dispositif de compression comprend un boîtier apte à être placé par exemple sur un poignet, à l'aide d'une bande, et le capteur d'ondes impulsionales est supporté par le boîtier de sorte qu'on peut l'avancer à partir d'une extrémité ouverte du boîtier. Dans ce cas, la force 20 de compression appliquée au capteur d'ondes impulsionales est réglée moyennant une modification de la pression de l'air dans cette chambre définie dans le boîtier.

Bien que, dans la forme de réalisation représentée, le capteur d'ondes impulsionales 34 détecte l'onde 30 impulsionale distale à partir de l'artère radiale, il est possible d'utiliser des moyens pour détecter une onde impulsionale à partir d'une artère digitale située dans une position plus distale que l'artère radiale. Sinon, il est possible de réaliser la compression en utilisant un manchon 35 placé sur une artère fémorale et de détecter, moyennant

l'utilisation d'un capteur d'ondes impulsionales, une onde impulsionale provenant d'une artère dorsale du pied, située sur le côté distal de l'artère fémorale comprimée par le manchon.

5 En outre, à la place du capteur d'ondes impulsionales 34 détectant une onde impulsionale de pression, il est possible d'utiliser, comme moyens de détection d'ondes impulsionales, un dispositif de mesure de l'oxygène, qui détecte optiquement la saturation en oxygène 10 du sang du sujet. La saturation en oxygène du sang, détectée par le dispositif de mesure de l'oxygène, peut être utilisée en tant qu'onde impulsionale distale pour identifier si la première pression de consigne  $P_{m_a}$  est trop faible ou non.

15 Bien que, dans la forme de réalisation représentée, les pas S8 et S9 soient exécutés après les pas S3 et S7, il est possible d'exécuter les pas S8 et S9 en même temps que les pas S3 et S7.

Le système de contrôle représenté effectue d'une 20 manière itérative des déterminations de la pression sanguine, à des intervalles de temps réguliers prédéterminés en utilisant le manchon 10, et contrôle la pression sanguine d'un sujet grâce à la détermination des pressions sanguines systolique et diastolique en rapport avec chacune 25 des impulsions d'une onde impulsionale détectée par le capteur d'ondes impulsionales 34. Cependant, le principe de la présente invention est applicable à d'autres types de dispositifs de mesure de la pression sanguine, par exemple un dispositif du type utilisant un capteur d'ondes impulsionales exclusivement pour identifier si la première 30 pression de consigne  $P_{m_a}$  est insuffisante ou non. Dans ce cas, le dispositif peut être du type qui effectue la détermination de la pression sanguine uniquement à un instant en réponse à une opération instantanée de l'interrupteur 35 MARCHE/ARRET.

On comprendra que la présente invention peut être mise en oeuvre moyennant de nombreux changements, perfectionnements et modifications pouvant apparaître aux spécialistes de la technique, sans sortir du cadre de  
5 l'invention.

REVENDICATIONS

1. Système de mesure de la pression sanguine pour mesurer une pression sanguine d'un sujet vivant au moyen du procédé oscillométrique, selon lequel la pression sanguine 5 est déterminée moyennant l'utilisation d'une onde impulsionale constituée d'impulsions produites par une artère du sujet en synchronisme avec le battement cardiaque de ce dernier, caractérisé en ce qu'il comprend :
  - des moyens de compression (10,18) pour comprimer 10 une partie (13) du corps d'un sujet et de ce fait comprimer une artère qui s'étend dans ladite partie du corps dudit sujet;
  - des moyens de régulation (16,28) pour régler la force de compression desdits moyens de compression;
  - 15 des moyens de détermination (28) pour commander lesdits moyens de régulation de manière à accroître ladite force de compression desdits moyens de compression en l'amenant à une première force de consigne, collecter des impulsions d'une onde impulsionale, qui sont produites par ladite artère et transmises auxdits moyens de compression lorsque ladite force de compression est réduite à partir de ladite première force de consigne, et déterminer une pression sanguine dudit sujet en utilisant des impulsions collectées;
  - 25 des moyens de détection (34) pour détecter l'onde impulsionale à partir d'une section de ladite artère située sur un côté distal desdits moyens de compression lorsqu'on regarde à partir du cœur dudit sujet; et
  - 30 des moyens d'accroissement (28) pour accroître ladite force de compression jusqu'à une seconde force de consigne supérieure, d'une valeur prédéterminée, à ladite première force de consigne, si lesdits moyens de détection détectent la forme d'onde impulsionale à partir de l'artère distale après que lesdits moyens de régulation ont augmenté ladite force de pression desdits moyens de com-

pression pour l'amener à ladite première force de consigne et avant que lesdits moyens de détermination déterminent ladite pression sanguine dudit sujet.

2. Système selon la revendication 1, caractérisé  
5 en ce que lesdits moyens d'accroissement (28) continuent à accroître ladite force de compression selon des incrément de ladite valeur prédéterminée jusqu'à ce que lesdits moyens de détection (34) ne détectent aucune onde impulsionale provenant de l'artère distale.

10 3. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination (28) continuent à collecter les impulsions transmises auxdits moyens de compression (10), à l'instant où un intervalle de temps préterminé s'est écoulé après le démarrage de la réduction de  
15 ladite force de compression à partir de ladite première force de consigne.

4. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens de compression comprennent :  
un manchon gonflable (10), qui est adapté pour  
20 être enroulé autour de ladite partie (13) du corps dudit sujet; et

des moyens (18) pour envoyer audit manchon le fluide sous pression pour gonfler le manchon et de ce fait comprimer ladite partie du corps et ladite artère.

25 5. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens de détection comprennent un capteur d'ondes impulsionales (34), qui est adapté pour être comprimé sur ladite artère distale pour détecter une onde impulsionale de pression émanant de cette artère.

30 6. Système selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

des premiers moyens (S14) pour déterminer une amplitude de ladite onde impulsionale de pression, qui est détectée par ledit capteur d'ondes impulsionales (34)  
35 lorsque ladite artère n'est pas comprimée par lesdits

moyens de compression;

des seconds moyens (S15) pour déterminer une relation entre la pression sanguine et l'amplitude de l'impulsion moyennant l'utilisation de ladite pression sanguine 5 déterminée par lesdits moyens de détermination (28, S10), et de l'amplitude déterminée de ladite onde impulsionale de pression;

des troisièmes moyens (S17) pour déterminer une amplitude de chacune des impulsions de ladite onde impulsionale de pression, qui sont détectées par ledit capteur 10 d'ondes impulsionales après la détermination de ladite relation; et

des quatrièmes moyens (S18) pour déterminer une pression sanguine dudit sujet moyennant l'utilisation de la 15 relation déterminée et de l'amplitude déterminée de chacune desdites impulsions.

7. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination (28,S10) déterminent une pression sanguine systolique et une pression sanguine diastolique dudit sujet, lesdits premiers moyens (S4) déterminent une amplitude maximale et une amplitude minimale d'une impulsion de ladite onde impulsionale de pression détectée par ledit capteur d'ondes impulsionales (34), lesdits seconds moyens (S15) déterminent la relation 20 pression sanguine-amplitude de l'impulsion moyennant l'utilisation des pressions sanguines systolique et diastolique déterminées par lesdits moyens de détermination (28,S10) et les amplitudes maximale et minimale déterminées des impulsions, lesdits troisièmes moyens (S17) déterminent 25 une amplitude maximale et une amplitude minimale de chacune desdites impulsions de ladite onde impulsionale de pression détectées par ledit capteur d'ondes impulsionales après la détermination de ladite relation pression sanguine-amplitude des impulsions, et lesdits quatrièmes 30 moyens (S18) déterminent une pression sanguine systolique 35

et une pression sanguine diastolique dudit sujet moyennant l'utilisation de ladite relation pression sanguine-amplitude des impulsions et desdites amplitudes maximale et minimale de chacune desdites impulsions de ladite onde impulsionnelle de pression.

8. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination (28,S10) déterminent ladite pression sanguine dudit sujet à des intervalles de temps prédéterminés, lesdits seconds moyens (S15) mettent à jour ladite relation pression sanguine-amplitude des impulsions moyennant l'utilisation de chacune desdites pressions sanguines déterminées auxdits intervalles réguliers et d'une amplitude déterminée de ladite onde impulsionnelle de pression, lesdits troisièmes moyens (S17) déterminent une amplitude de chacune des impulsions de ladite onde impulsionnelle de pression détectées après chaque mise à jour de ladite relation, et lesdits quatrièmes (S18) déterminent une pression sanguine dudit sujet moyennant l'utilisation de chacune desdites relations mises à jour et de l'amplitude déterminée de chacune desdites impulsions.

9. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits seconds moyens (S15) déterminent ladite relation pression sanguine-amplitude des impulsions de manière que la pression sanguine soit une fonction linéaire de l'amplitude des impulsions.

10. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens d'affichage (32) pour afficher ladite pression sanguine déterminée par lesdits moyens de détermination (28,S10) et ladite pression sanguine déterminée par lesdits quatrièmes moyens (S18).

FIG. 1

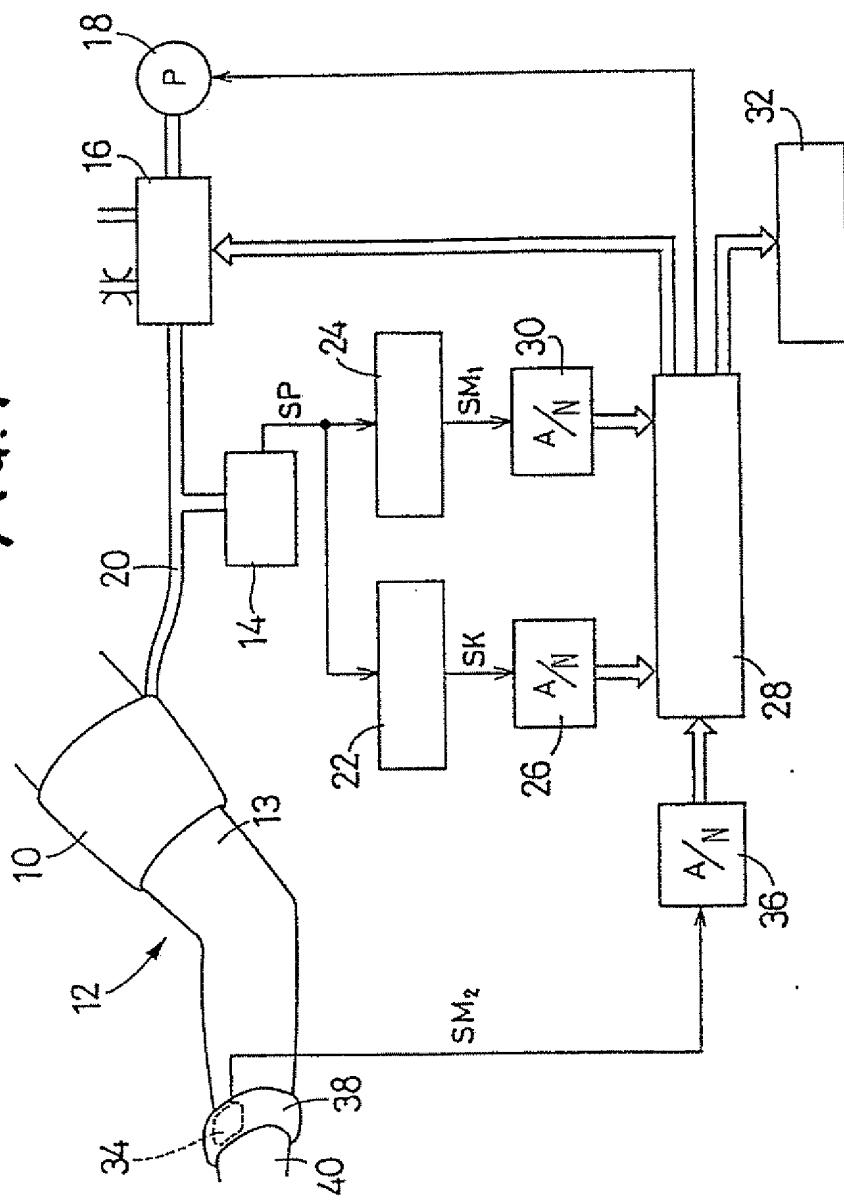
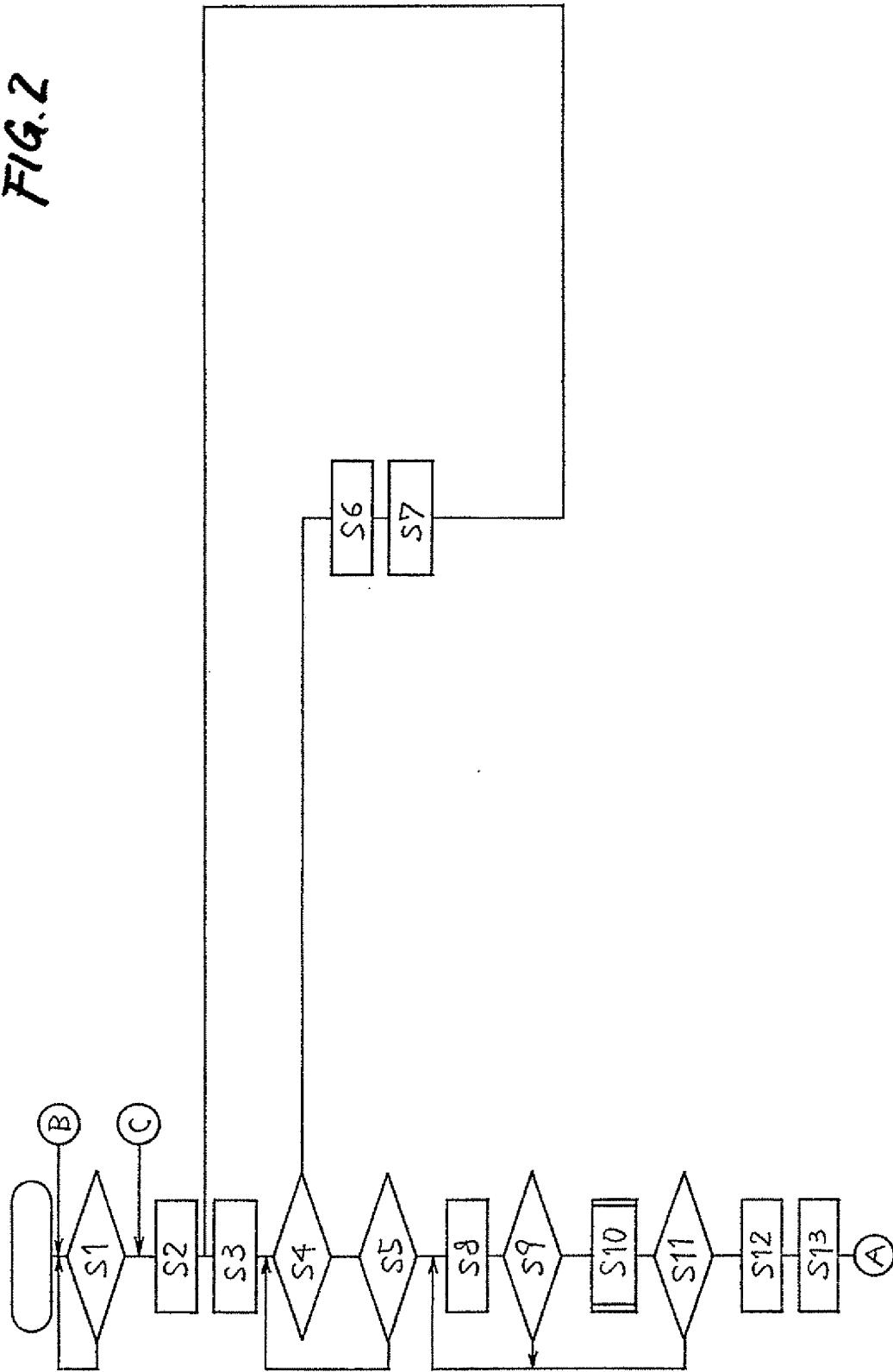


FIG. 2



3/3

FIG. 3

